

⑬ 日本国特許庁(JP)

⑭ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平1-269689

⑮ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑯ 公開 平成1年(1989)10月27日

B 62 M 3/08

6862-3D

審査請求 未請求 請求項の数 4 (全6頁)

⑰ 発明の名称 自転車の駆動装置

⑱ 特 願 昭63-97023

⑲ 出 願 昭63(1988)4月20日

⑳ 発 明 者 斧 田 忠 幸 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
 ㉑ 発 明 者 鈴 木 正 樹 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
 ㉒ 出 願 人 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
 ㉓ 代 理 人 弁理士 中尾 敏男 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

自転車の駆動装置

2. 特許請求の範囲

(1) 一定軸心回りに回転自在な歯輪と、この歯輪とは独立してかつ各別に前記歯輪の回転軸心と同一軸心回りに回転自在な左右一対のクランクと、歯輪の回転軸心に対して直後方向に配設され、歯輪と連動して公転する一対の歯付き遊星プーリと、歯輪の回転軸心位置に配設された遊星プーリと同径の歯付き太陽プーリと、これら遊星プーリと太陽プーリ間に巻回された歯付きベルトと、前記一対の遊星プーリの中心から偏置した位置と前記一対のクランクとを連結する連結手段とを備えていることを特徴とする自転車の駆動装置。

(2) 連結手段は、遊星プーリに取付けられた係合部材と、クランクに前記係合部材に係合するように形成された半径方向のガイドから成る請求項1記載の自転車の駆動装置。

(3) クランクが、回転自在に駆動された回転部と、この回転部に対して半径方向に移動可能な伸縮移動部材にて構成され、連結手段はクランクの伸縮移動部材と遊星プーリを結合する結合ピンから成る請求項1記載の自転車の駆動装置。

(4) 一定軸心回りに回転自在な歯輪と、この歯輪とは独立してかつ各別に前記歯輪の回転軸心と同一軸心回りに回転自在な左右一対のクランクと、各クランクに回転自在に設けられた第1の歯付きプーリと、クランクの回転時に自転しない部材に設けられた前記第1の歯付きプーリと同径の第2の歯付きプーリと、これら第1と第2の歯付きプーリ間に巻回された歯付きベルトと、前記第1の歯付きプーリの偏置位置に設けられた係合部材と、前記歯輪に前記係合部材に係合するように形成された直後方向のガイドとを備えていることを特徴とする自転車の駆動装置。

3. 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、自転車の駆動装置に関し、特に足踏みペダルで回転駆動するクランクと、駆動スプロケット等の歯輪との間の伝動機構の改良に関するものである。

従来の技術

従来の普通の自転車においては、車体に回転自在に支持された駆動軸に駆動スプロケットを固定するとともに、この駆動軸に左右一対のクランクを180°の間隔で固定していた。

また、実開昭51-138846号公報等には、駆動スプロケットとクランクの固定関係を解除し、駆動スプロケットの軸穴を長円にして偏芯移動可能と成し、クランクに設けた伝動突起を駆動スプロケットに形成した受動レールに係合させ、駆動スプロケットを常に偏芯移動させた状態で回転させるようにしたものが提案されている。

さらに、実開昭50-150942号公報や特開昭58-211985号公報等には、駆動スプロケットを楕円に近い非円形に形成し、クランク

左右いずれかのクランクを位置させることができ、遊び区間を増やすことができる自転車の駆動装置を提供することを目的とする。

課題

課題点を解決するための手段

本発明は上記目的を達成するため、一定軸心回りに回転自在な歯輪と、この歯輪とは独立してかつ各別に前記歯輪の回転軸心と同一軸心回りに回転自在な左右一対のクランクと、歯輪の回転軸心に対して直徑方向に配設され、歯輪と連動して公転する一対の歯付き遊星プーリと、歯輪の回転軸心位置に配設された遊星プーリと同径の歯付き太陽プーリと、これら遊星プーリと太陽プーリ間に巻回された歯付きベルトと、前記一対の遊星プーリの中心から偏芯した位置と前記一対のクランクとを連結する連結手段とを備えていることを特徴とする。

前記連結手段は、遊星プーリに取付けられた係合部材と、クランクに前記係合部材に係合するように形成された半径方向のガイドにて構成できる。又、クランクを回転自在に駆動された回転部とこ

の回転位置によって足によって加えられる回転トルクが変化するのに対応してスプロケット径が変化するようにしたものゝが示されている。

発明が解決しようとする課題

ところが、従来の普通の自転車では、一方のクランクが下死点に達してから、他方のクランクが上死点を越えて一定角度回転するまでの区間は足でクランクペダルを踏んでも有効にトルクを発生させることができず、クランクを介して駆動スプロケットに回転トルクを加えることができないため、かなりの回転区間に遊びを生ずるという問題があり、スタート時や坂道での加速がし難く、またスピードも出にくいという問題があった。

また、上記各公報に開示されたものにおいても、クランクから駆動スプロケットに回転力を伝達する際に種々の工夫を加えているが、いずれも一対のクランクは回転軸に180°の間隔で固定されており、上記問題点を解消できるものではない。

本発明は上記従来の問題点に鑑み、足によって回転トルクを加えることができる回転位置に常に

の回転部に対して半径方向に移動可能な伸縮移動部材にて構成することにより、連結手段はクランクの伸縮移動部材と遊星プーリを結合する結合ピンにて構成できる。

又、上記歯輪に取付けた遊星プーリと太陽プーリの組み合わせに代えて、各クランクに回転自在に設けられた第1の歯付きプーリと、クランクの回転時に回転しない部材に設けられた前記第1の歯付きプーリと同径の第2の歯付きプーリを用い、前記第1の歯付きプーリの偏芯位置に設けられた係合部材と、前記歯輪に前記係合部材に係合するように形成された直徑方向のガイドとを備えた構成とすることもできる。

作用

本発明は上記構成を有するので、クランクを回転すると、ガイドと係合部材等から成る連結手段を介して遊星プーリに回転トルクが伝達され、この遊星プーリを介して歯輪が回転し、チェーン等を介して車輪を駆動することができる。その際、遊星プーリは固定の太陽プーリと歯付きベルトで遊

結されているのでクランクに連動して公転しても自転しないため、この遊星プーリに備添して設けられた連結手段は歯輪の軸心回りを公転する間に備添している方の回転区間と反対側の回転区間で速度が変化し、そのため歯輪の回転速度が一定の場合、各クランクはその1回転の内で回転区間によって回転速度が連続的に変化し、クランクの回転速度の速い回転区間は小さく、クランクの回転速度の速い回転区間は大きくなる。そのため、クランクの回転速度の速い小さい回転区間をトルク伝達回転区間とすることによって、左右いずれかのクランクを常にトルク伝達区間に位置させることができ、常にクランクにて回転トルクを加えることが可能となる。

又、上記歯輪に取付けた遊星プーリと太陽プーリの組み合わせに代えて、クランクに遊星プーリに対応する第1の歯付きプーリを取付け、クランクの回転時に回転しない第2の歯付きプーリと組み合わせることによって、第1の歯付きプーリに遊星プーリと同様の動作をさせ、同様の作用を得

る。111a、111bが巻回されている。これら太陽プーリ9a、9bと遊星プーリ10a、10bは同径であり、遊星プーリ10a、10bは駆動軸1の軸心に対して180°の位置に配設されている。

遊星プーリ10a、10bには、係合部材としてのカムフェロー12a、12bが各々の支軸7a、8bに対して、第2図に示すように備添した位置に装着されている。前記カムフェロー12a、12bは前記クランク5a、5bに半径方向に形成された長孔から成るガイド孔13a、13bに係合している。

次に、動作を説明する。第2図に示すように、駆動軸3の軸心に対してクランク5a側の遊星プーリ10aの軸心が真上に位置し、クランク5b側の遊星プーリ10bが真下に位置しているときに、カムフェロー12a、12bが遊星プーリ10a、10bの軸心に対して図の左側の車体前方に備添して位置するように配設すると、クランク5a、5bはその回転軸心に対してそれぞれ角度

ることができ、

実施例

以下、本発明の第1実施例を第1図及び第2図を参照しながら説明する。

1は車体フレームであり、そのハンガー2にて左右の軸受4を介して駆動軸3が回転自在に支持されている。この駆動軸3の両端部にはクランク5a、5bがそれぞれ軸受6a、6bを介して回転自在に取付けられている。ハンガー2の一端とクランク5aの間には、前記駆動軸3に固定された回転アーム7が配設され、ハンガー2の他端とクランク5bの間には、同じく駆動軸3に固定されたチェンスプロケット等の歯輪8が固定されている。

又、ハンガー3の両端にはそれぞれ歯付き太陽プーリ9a、9bが一体的に固定配設されている。また、前記回転アーム7と歯輪8には、それぞれ歯付き遊星プーリ10a、10bが支軸7a、8bにて回転自在に取付けられ、太陽プーリ9a、9bと遊星プーリ10a、10b間に歯付きベ

ルト11a、11bだけ前方に傾いて位置することになる。

ここで、遊星プーリ10a、10bは自らと同径の太陽プーリ9a、9bとの間に歯付きベルト11a、11bが巻回されているため、各遊星プーリ10a、10bは太陽プーリ9a、9bの回りを公転する間も自転せず、カムフェロー12a、12bは遊星プーリ10a、10bの軸心に対して前方に備添位置したままである。

従って、第2図に実線で示した状態からベベルを踏んでクランク5aを矢印A方向に回転させ、仮想線で示すように前方に水平な姿勢とすると、他方のクランク5bは矢印Bの如く回転して後方に水平な姿勢となる。さらにクランク5aを第2図のクランク5bの位置まで回転させると、他方のクランク5bは図のクランク5aの位置まで回転する。かくして、以下同様、第2図におけるクランク5aの位置から矢印A方向にクランク5bの位置までクランク5a又は5bを回転させることによって、他方のクランク5b又は5aは図

のクランク5aの位置まで復帰回転することになる。従って、クランク5a又は5bを、その上死点から角度 θa 回転した位置から下死点の手前 θb の位置まで回転駆動すれば、歯輪8はそれぞれ180°回転駆動され、遊びの区間を生ずることなく、歯輪8を回転駆動することができる。第2図では $\theta a = \theta b$ である。

なお、上記実施例では遊星プーリ10a、10bがその回転軌跡の上下端に位置したときにカムフォロア12a、12bが前方に偏芯位置するようにしたが、この偏芯方向及び偏芯量は任意に設定すればよく、それによって θa 、 θb を任意に設定できる。さらに、これらカムフォロア12a、12bの偏芯方向及び偏芯量を任意に調整できるように構成すると、乗り手の好みに合わせて最適な駆動条件を選択することができる。

次に、本発明の第2実施例を第3図に基づいて説明する。上記第1実施例では遊星プーリ10a、10bに取り付けたカムフォロア12a、12bをクランク5a、5bのガイド孔13a、13b

1の歯付きプーリ20a、20bが装着されるとともに、クランク5a、5bの先端に装着された第2の歯付きプーリ19a、19bとの間に歯付きベルト21が巻回されている。前記第2の歯付きプーリ19a、19bは、クランク5a、5bの回転時にベグル18a、18bとともにその姿勢を一定に保持したまま自転しないようにスライダ24a、24bにてガイドされている。そして、第1の歯付きプーリ20a、20bに偏芯して取付けられたカムフォロア22a、22bが、歯輪8に直径方向に形成されたガイド孔23a、23bに係合されている。

この実施例でも遊星プーリに対応する第1の歯付きプーリ20a、20bはクランク5a、5bの回転に伴う公転によって自転しないので、第1、第2実施例と同様の作用が得られることは明らかであり、動作の説明は省略する。

上記第1実施例では、歯輪8側に遊星プーリ10a、10bを設け、クランク5a、5bにガイド孔13a、13bを形成した例を示したが、第

3実施例のようにクランク5a、5bに遊星プーリ10a、10bを設け、歯輪8側にガイド孔13a、13bを設けてもよい。

さらに、上記各実施例の構成に非円形の歯輪を組み合わせてもよい。

発明の効果

本発明の自転車駆動装置によれば、以上のように、歯輪に取り付けた遊星プーリは固定の太陽プーリと歯付きベルトで連結されているのでクランクに連動して公転しても自転しないため、この遊星プーリに偏芯して設けられた連結手段は歯輪の軸心回りを公転する間に偏芯している方の回転区間と反対側の回転区間で速度が変化し、そのため歯輪は等速回転しながらクランクはその1回転の内でも不等速回転するようにでき、クランクの回転速度の速い小さい回転区間をトルク伝達回転区間とすることによって、左右いずれかのクランクを常にトルク伝達区間に位置させることができ、遊び区間を無くして常にクランクにて回転トルクを加えることができ、スピードを出せるとともに加

特開平1-269689 (5)

速や登坂が速になるという効果がある。

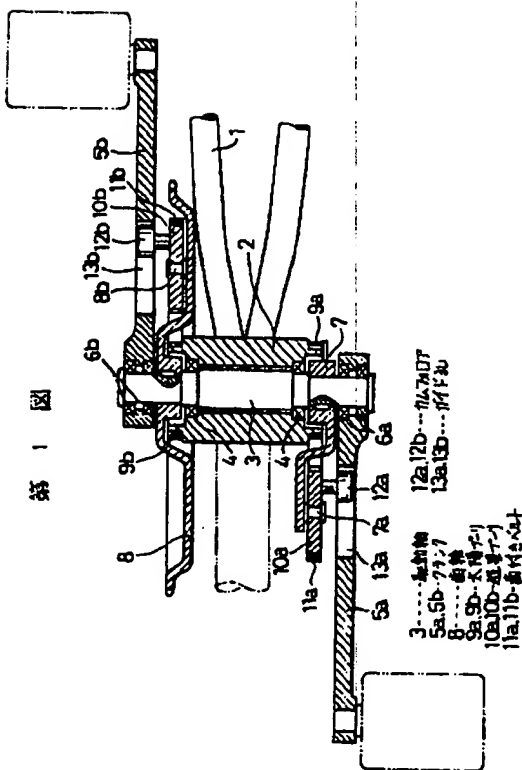
また、クランクを伸縮可能としてその伸縮移動部材と遊星プーリとを結合した場合には動きがより円滑となる。

又、遊星プーリに対応する第1の歯付プーリをクランクに取付け、この第1の歯付プーリに噛み合して取付けた係合部材を歯輪のガイドに係合させても同様に作用し、同じような効果が得られる。

4. 図面の簡単な説明

第1図及び第2図は本発明の第1実施例を示し、第1図はクランクを水平にした状態の横断平面図、第2図はクランクが上下に対称に位置した状態の正面図、第3図は本発明の第2実施例の第2図と同様の正面図、第4図は本発明の第3実施例の第2図と同様の正面図である。

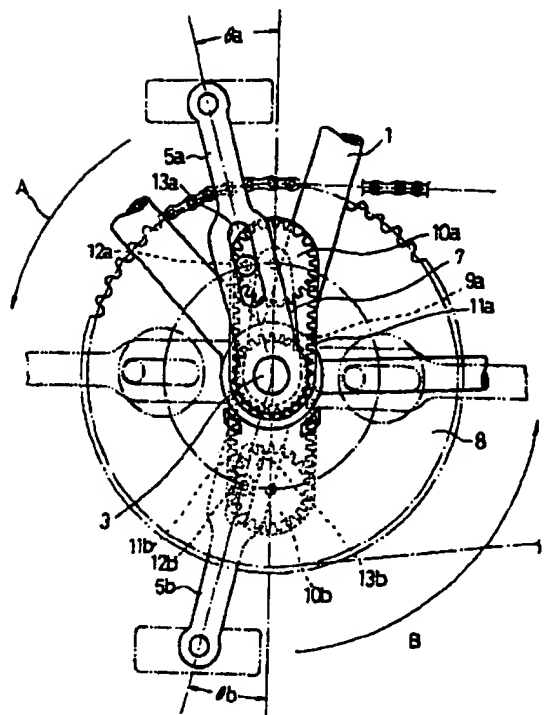
- 3 駆動軸
- 5a、5b クランク
- 8 歯輪



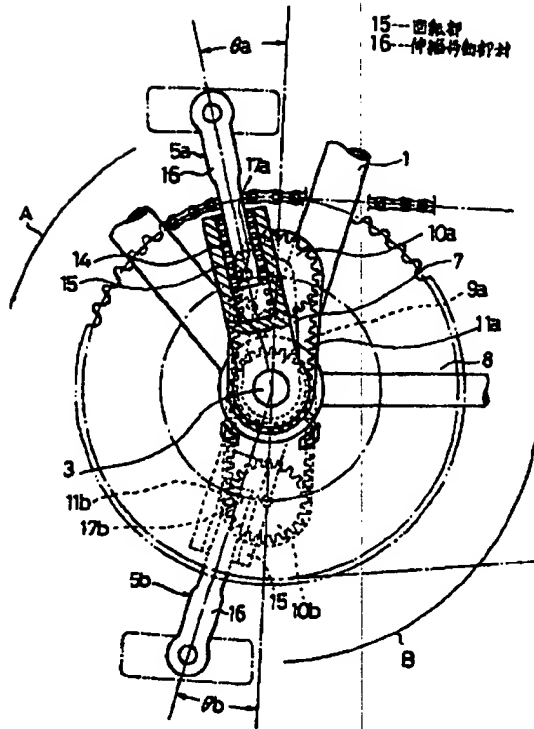
- 9a、9b 太陽プーリ
- 10a、10b 遊星プーリ
- 11a、11b 歯付ベルト
- 12a、12b カムフォロア
- 13a、13b ガイド孔
- 15 回転部
- 16 伸縮移動部材
- 19a、19b 第2の歯付プーリ
- 20a、20b 第1の歯付プーリ
- 21a、21b 歯付ベルト
- 22a、22b カムフォロア
- 23a、23b ガイド孔

代理人 橋本 中尾 敏男 はか1名

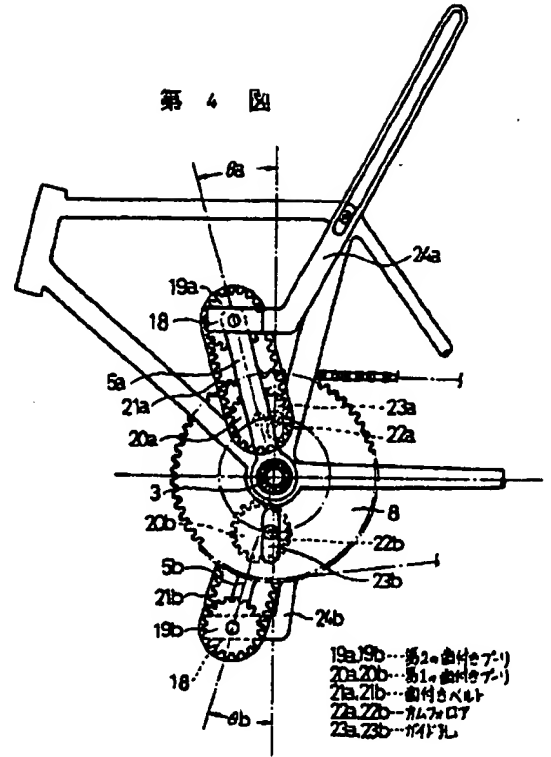
第2図



第 3 図



第 4 図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

HIGH-TECH CYCLING

Edmund R. Burke, PhD
University of Colorado at Colorado Springs

Editor



Contents

Preface	vii
Acknowledgments	ix
Credits	xi

Chapter 1 Selecting Cycling Equipment 1

Chester R. Kyle, PhD

Learn how the design of bicycle components can benefit cycling performance.

Chapter 2 Bicycle Suspension Systems 45

John Olsen, MSME

Examine the goals and components of suspension systems in this overview of bike physics, engineering, and performance.

Chapter 3 Body Size and Cycling Performance 65

David P. Swain, PhD

Explore how body size influences various aspects of cycling performance and how this can be described through the concept of "scaling."

Chapter 4 Body Positioning for Cycling 79

Edmund R. Burke, PhD, and Andrew L. Pruitt, EdD

Learn how you can minimize injuries and increase your efficiency, power, performance, and comfort through proper bicycle fit.

Library of Congress Cataloging-in-Publication Data

Burke, Ed, 1949-

High-tech cycling / Edmund R. Burke.

p. cm.

Includes bibliographical references and index.

ISBN 0-87322-535-X (pbk.)

1. Cycling--Physiological aspects. I. Title.

RC1220.C88873 1996

612'.044--dc20

95-81020

CIP

ISBN: 0-87322-535-X

Copyright © 1996 by Edmund R. Burke

All rights reserved. Except for use in a review, the reproduction or utilization of this work in any form or by any electronic, mechanical, or other means, now known or hereafter invented, including xerography, photocopying, and recording, and in any information storage and retrieval system, is forbidden without the written permission of the publisher.

Permission notices for material reprinted in this book from other sources can be found on pages xi-xiii.

Developmental Editor: Marni Basic; Assistant Editors: Ed Giles, Ann Greenseth, Kirby Mittelmeier, and Susan Moore; Editorial Assistant: Alecia Mapes Walk; Copyeditor: Joyce Sexton; Proofreader: Kathy Bennett; Indexer: Joan K. Griffiths; Typesetter: Kathy Boudreau-Fuoss; Layout Artist: Denise Lowry; Text Designer: Robert Reuther; Photo Editor: Boyd LaFoon; Cover Designer: Jack Davis; Photographer (cover): John Kelly; Illustrators: Keith Blomberg, Craig Ronto, Denise Lowry, Jennifer Delmotte, and Tom Janowski; Printer: United Graphics

Human Kinetics books are available at special discounts for bulk purchase. Special editions or book excerpts can also be created to specification. For details, contact the Special Sales Manager at Human Kinetics.

Printed in the United States of America 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1

Human Kinetics

P.O. Box 5076, Champaign, IL 61825-5076

1-800-747-4457

Canada: Human Kinetics, Box 24040, Windsor, ON N8Y 4Y9

1-800-465-7301 (in Canada only)

Europe: Human Kinetics, P.O. Box IW14, Leeds LS16 6TR, United Kingdom

(44) 1132 781708

Australia: Human Kinetics, 2 Ingrid Street, Clapham 5062, South Australia

(08) 371 3755

New Zealand: Human Kinetics, P.O. Box 105-231, Auckland 1

(09) 523 3462

HIGH-TECH CYCLING



Edmund R. Burke, PhD

mechanics (see Figure 7.1). A duplicate of the instrumented pedal system reported by Wheeler, Gregor, and Broker (1992) is currently employed at the U.S. Olympic Training Center to test, evaluate, and train U.S. national team cyclists.

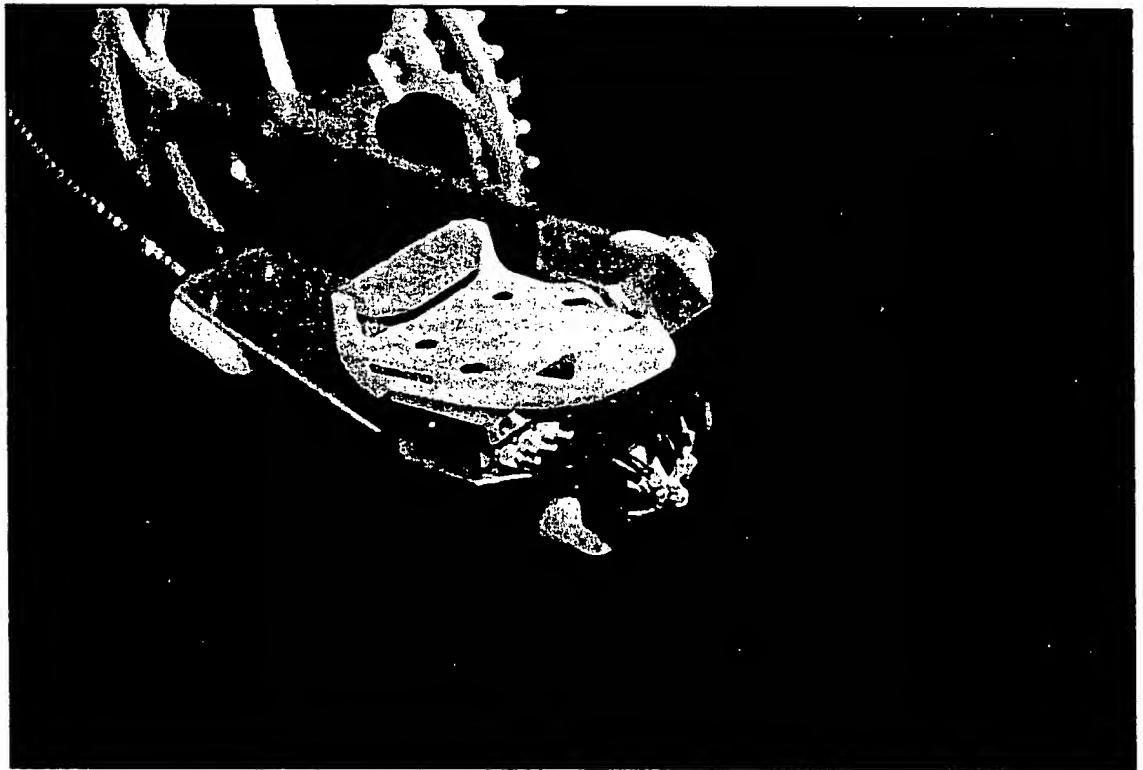


Figure 7.1 Instrumented piezoelectric bicycle pedal described by Wheeler, Gregor, and Broker (1992). The shoe-pedal interface can be adapted to provide toe clip, clipless fixed, or clipless float compatibility.

New Research Into Pedal Loading

Although early pedal loading research primarily sought to describe the forces and torques that arise between the foot and pedal during cycling, more recent research has focused on preferred or optimal pedaling technique and the relationship between shoe-pedal interface loads and cycling-related injuries. Of particular importance to cyclists and scientists should be the latest findings concerning a revised interpretation of pedal force effectiveness, pedal torsion and the effect of pedal float on knee pain, pressure on the foot during pedaling, and the unique pedaling mechanics of disabled cyclists.

Force Effectiveness Reviewed. The forces cyclists apply to bicycle pedals are commonly used to characterize pedaling technique. These forces are typically measured and subsequently described in compo-

surface, and the tangential force component acts along the surface of the pedal (in the fore-aft direction). If the pedal angle is known, the normal and tangential components can be resolved into "effective" and "ineffective" components (Figure 7.2). The effective component acts perpendicular to the bicycle crank and thus is responsible for powering the bicycle. The ineffective component acts parallel to the crank and thus acts only to compress or lengthen the crank.

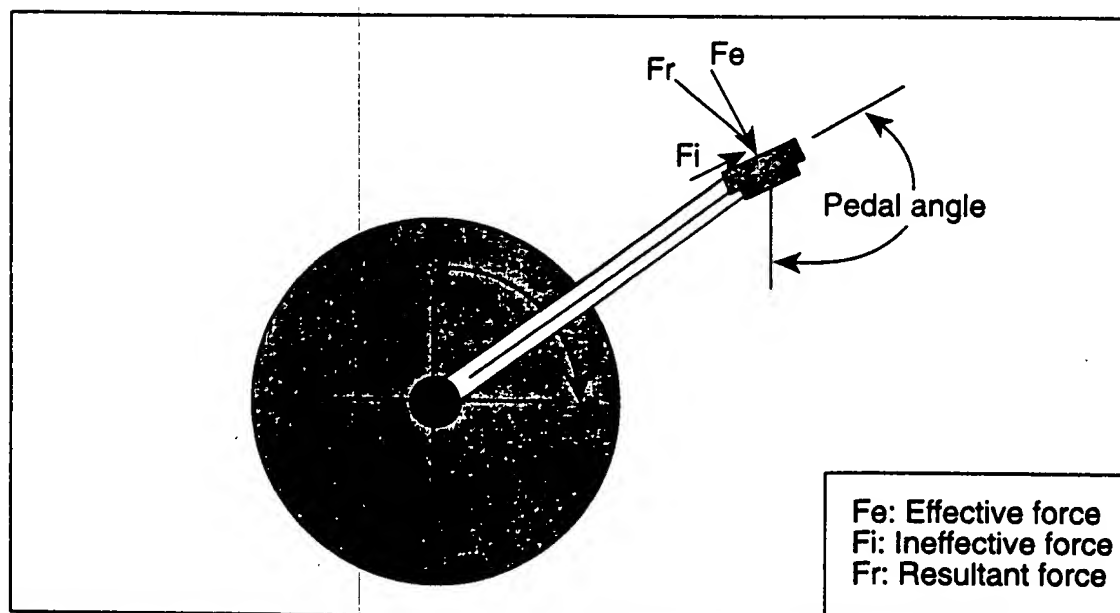


Figure 7.2 Effective (F_e) and ineffective (F_i) components of pedal loading. The effective component acts to drive the bicycle crank, while the ineffective component acts to lengthen or compress the crank.

Researchers have commonly used the effective force component to describe pedaling quality (Cavanagh & Sanderson, 1986; LaFortune & Cavanagh, 1983). This may be related largely to the direct relationship between the effective force profile and torque generation at the bicycle crank. Force effectiveness, displayed for one pedal as a function of crank angle in Figure 7.3, increases rapidly during the power phase (0° to 180°) and peaks shortly after the cranks pass horizontal (90°). Cyclists of all ability levels exhibit negative force effectiveness, that is, forces applied to the pedal that are perpendicular to the crank but in opposition to crank rotation, during recovery (180° to 360°) in steady state cycling. Cyclists correctly sense that they lift or pull up the leg during recovery; but they do not lift the leg as fast as the pedal is rising. Thus, the leg gets in the way of the pedal and, in a sense, the pedal helps lift the leg. The magnitude of the negative effective forces during recovery generally increases (gets more negative) as cadence increases (the pedal is rising

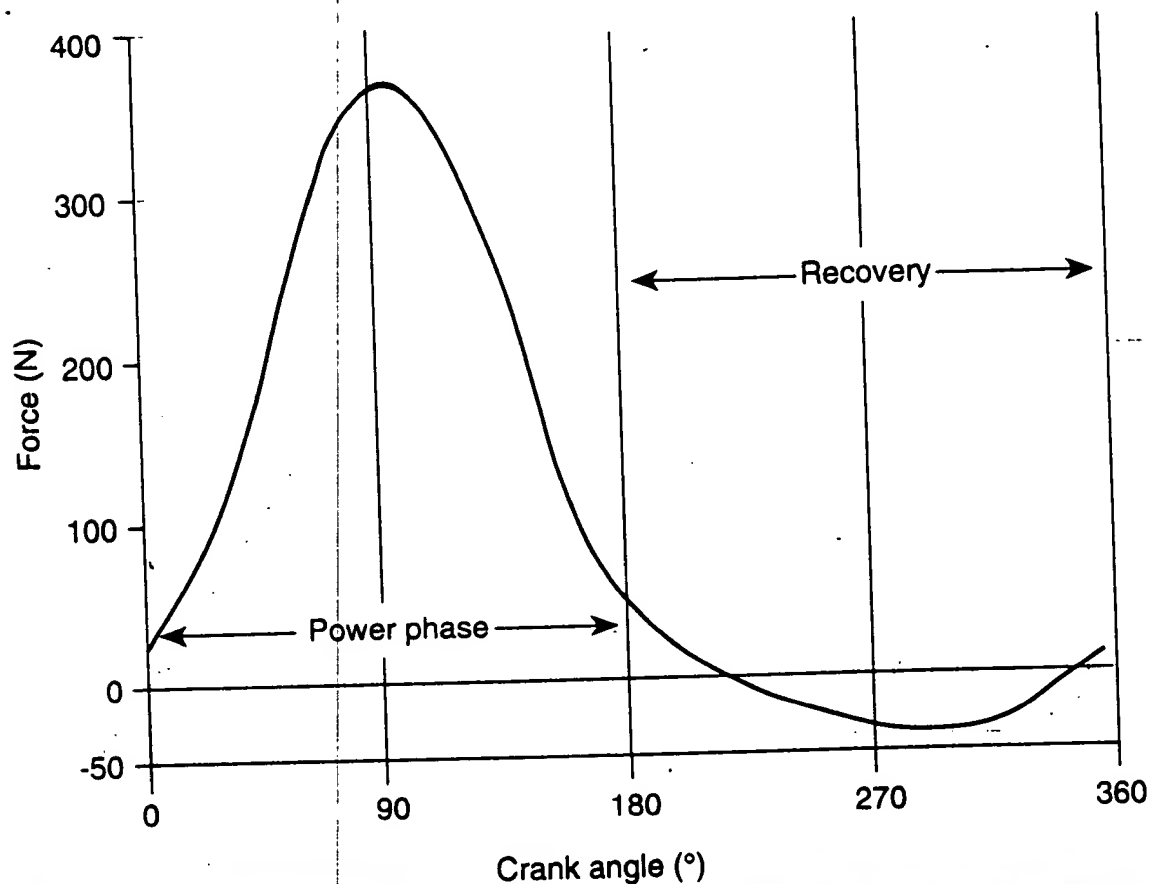


Figure 7.3 Force effectiveness patterns versus crank angle for a U.S. national team cyclist pedaling at 350 W, 90 rpm. Negative force effectiveness in recovery (180° to 360°) is typical, illustrating that the pedal acts to lift the foot and leg in this region.

faster). Effective forces during recovery are less negative (less counter-productive) and may even be positive during sprinting and climbing.

Elite cyclists generally show reduced negative force effectiveness during recovery compared to recreational cyclists (they are lighter on the pedals during recovery), and the region of recovery during which they exhibit these negative effective forces is typically smaller. This is usually achieved by the cyclist's generating positive crank torque, that is, positive effective force, early in recovery (past the bottom of the pedal cycle) and late in recovery (as the pedal approaches the top of the cycle). We have seen one elite cyclist (national team member) generate completely positive force effectiveness throughout recovery on one leg, but not the other, at a steady state test condition simulating a moderate-effort ride.

One-legged pedaling on a wind trainer and isolated periods of one-legged dominance during training appear to be good methods of developing lightness in recovery and positive effective forces early and

late in recovery. Recognize, however, that recovery effectiveness does *not* necessarily reduce metabolic demand. Enhanced recovery phase effectiveness does reduce power demand on the opposite leg (in the first half of the pedal cycle) and represents a resource to draw on during high-level efforts.

In a study conducted by Browning (1991), effective force patterns (magnitude and timing) didn't change when elite iron man distance triathletes were moved between a conventional position (approximately 72° seat tube angle, hands on brake hoods), an aerodynamic position (approximately 72° seat tube angle, aero bars with elbow pads), and an advanced aerodynamic position (approximately 78° seat tube, aero bars with elbow pads). Browning concluded that aerodynamically motivated position changes may not compromise pedaling effectiveness as measured at the pedal.

Finally, effective force patterns (magnitude and timing) did not change when experienced cyclists were fitted with three different shoe-pedal interfaces: conventional toe clip pedals, fixed clipless (no-float) pedals, and floating clipless pedals (Wheeler, Gregor, & Broker, *in press*). These findings suggest that pedal float does not compromise the delivery of power to the pedal under steady state cycling conditions.

Fundamental Pedaling Dynamics and Force "Ineffectiveness."

For years, researchers have suggested that ineffective forces (those parallel to the crank) do no useful work and therefore represent wasted energy. A fault exists in this logic, and the fault becomes apparent when one considers that the fundamental dynamics of the spinning leg, foot, and pedal system generate forces (measurable at the pedal) independent of muscular work, or energy cost. For example, large downward-directed forces are applied to the pedal at the bottom of the pedal stroke (Figure 7.4a). These forces, classically defined as "ineffective" in that they act to lengthen the crank and do not assist in propelling the crank, are largely generated by the natural interaction between the pedal and the lower limb (as the pedal acts to support and change the direction of motion of the lower limb from downward to upward), and not by active muscular contractions. In fact, if a cyclist were to pedal in such a way that these forces were minimized or eliminated altogether, significant muscle work would be required—and no additional bicycle power would result.

In 1993, Kautz and Hull presented a method to separate the fundamental component of pedal loading from the measured pedal load. The fundamental component is generated by gravitational and inertial forces acting on the lower limb (nonmuscular in origin), which, because of the limb's connection to the crank, also acts on the pedal. Separation of the fundamental component of pedal loading from the measured pedal load requires the computation of joint torques and joint reaction

forces, which in turn involves the complete description of the crank, foot, shank, and thigh kinematics (positions, velocities, and accelerations) throughout the pedal cycle.

The measured, fundamental (nonmuscular), and muscular components of pedal loading computed for an elite national team road cyclist pedaling at 400 W at 118 rpm are presented in clock diagram format in Figure 7.4a, 7.4b, and 7.4c, respectively. The measured pedal load (Figure 7.4a) portrays the typical downward loading of the pedal as it approaches bottom dead center, and the direction of this measured load opposes the direction of pedal motion during recovery. Also, the measured pedal loading at top dead center is directed nearly straight downward; this is commonly described as a "nonproductive" loading situation. The fundamental pedal loads shown in Figure 7.4b—arising solely

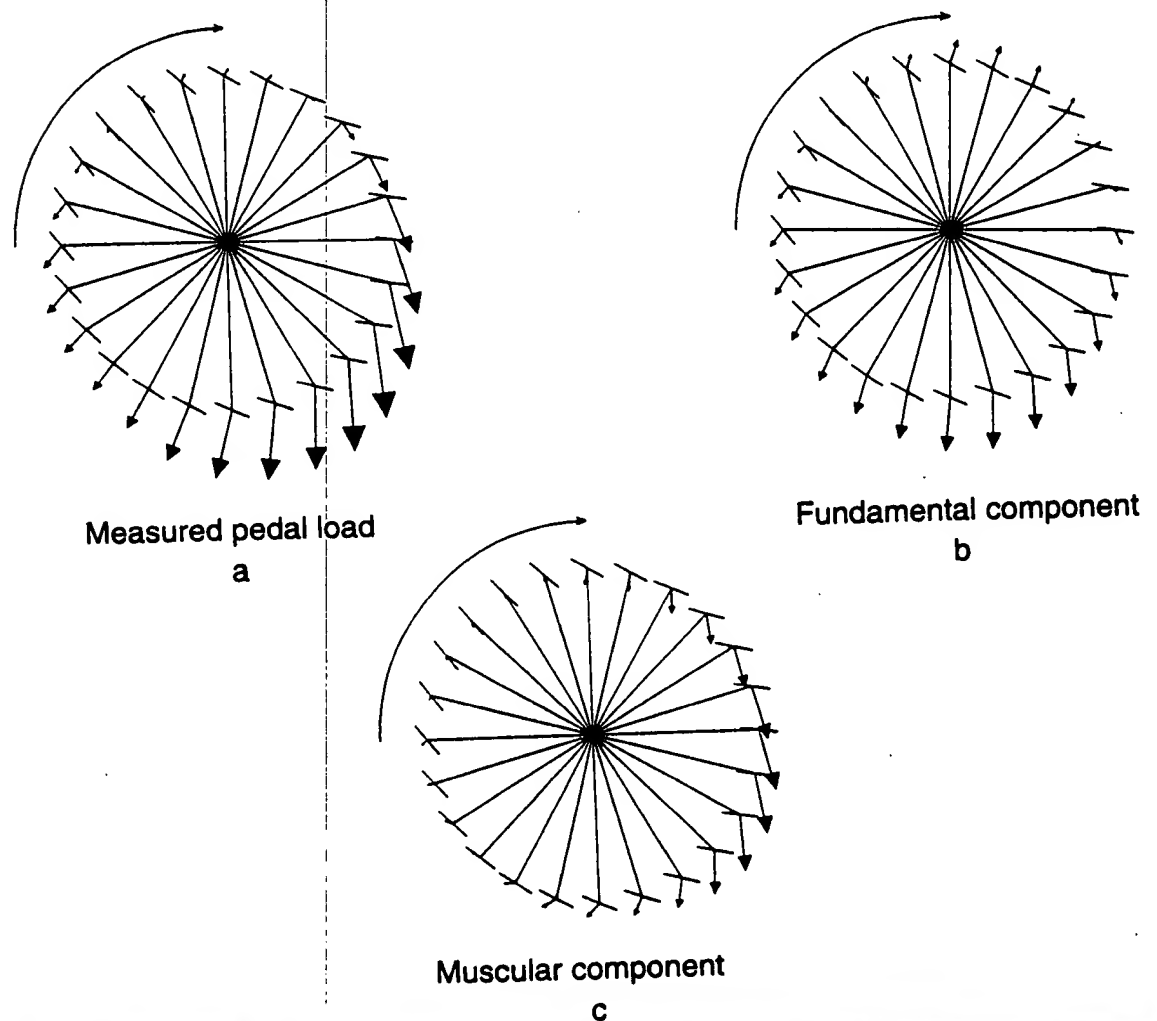


Figure 7.4 Clock diagrams illustrating the measured (a), fundamental or nonmuscular (b), and muscular (c) components of pedal loading for an elite U.S. national team cyclist. The muscular and fundamental components, which sum to produce the measured force pattern, illustrate the separate effects of natural dynamics and active muscular contractions on pedal loading, respectively.

from the natural dynamics of the oscillating legs and their interaction with the pedals—clearly demonstrate that a substantial portion of the measured downward loading at the bottom of the pedal cycle (Figure 7.4a) is, in fact, not due to muscular actions. Furthermore, fundamental pedaling dynamics are responsible for the downward loading on the pedal as it rises in recovery (180° to 360°).

The muscular component of pedal loading (Figure 7.4c) represents more of what the cyclist perceives during pedaling. Notice that muscular actions work to drive the pedal rearward near bottom dead center and to lift the pedal during a large portion of recovery. Despite the actions of muscles, however, it is the fundamental (gravitational and inertial based) pedal dynamics that act to offset the muscular contributions in these regions—producing the seemingly “ineffective” pedal force characteristic so commonly described (Figure 7.4a). This particular cyclist does not generate significant forward-directed forces (measured or muscular based) at the top of the pedal cycle, and could benefit from improving this aspect of her pedaling.

As a final point, separation of the fundamental component of pedal loading from the measured load may permit a more genuine representation of “effective” and “ineffective” pedaling. As illustrated in Figure 7.4c, for example, the muscular-based portion of pedal loading (that which the cyclist can readily control) would be represented by an effective component (perpendicular to the crank) that is positive throughout most of the pedal cycle. What remain to be studied are the effects of such variables as training, fatigue, cadence, power output, skill level, and rider-bicycle geometry on the relationship between the fundamental, muscular, and measured components of pedal loading.

Pedal Torsion and Knee Injuries. Internal rotation of the tibia (e.g., counterclockwise rotation of the right leg when viewed from above) and knee valgus (a knock-kneed position) have been postulated to represent potentially injurious conditions for the knee in cycling (Francis, 1988; Sanderson, 1990). Furthermore, Francis (1986) and Hannaford, Moran, and Hlavac (1986) reported a positive relationship between the deviation from linearity of knee motion (when viewed from the front) and knee pain. These researchers experimented with orthotics and pedal cant to elicit more linear knee motion in cyclists.

In search of a more complete understanding of knee pain and its source in cycling, biomechanists employed instrumented bicycle pedals to examine the torsion generated at the shoe-pedal interface during pedaling. Torsion at the shoe-pedal interface arises as the foot in the shoe attempts to rotate about an axis perpendicular to the pedal surface (think of the release action of clipless pedals). Pedal torsion typically peaks midway through the